

Tero Sainio

Röntgenlaitteiden energiankulutus

Metropolia Ammattikorkeakoulu
Insinööri (AMK)
Sähkötekniikan koulutusohjelma
Insinöörityö
6.6.2012

ALKULAUSE

Tämä insinöörityö on tehty yhteistyössä HUS-Röntgenin kanssa. Suuret kiitokset röntgeninsinööri Teemu Lehtiselle ja lehtori Jukka Kuikanvirrälle työn ohjauksesta, tiedoista ja avusta.

Haluan erityisesti kiittää myös kaikkia Säteilytekniikan yksiköstä mukana olosta, ajatuksista sekä tuesta työn aikana. Lisäksi kiitos kaikille, jotka ovat olleet apuna, tukena ja vastaamassa kysymyksiin työn edetessä.

Vantaalla 6.6.2012

Tero Sainio

Tekijä Otsikko	Tero Sainio Röntgenlaitteiden energiankulutus
Sivumäärä Aika	32 sivua 6.6.2012
Tutkinto	Insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	Sähkötekniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	Terveydenhuollon tekniikka
Ohjaajat	Röntgeninsinööri Teemu Lehtinen Lehtori Jukka Kuikanvirta
<p>Tässä insinööriyössä tutkittiin erilaisten röntgensäteilyä käyttävien lääketieteellisten kuvantamismenetelmien energiankulutusta. Työssä tutustuttiin myös lääkintälaitteita koskeviin lakeihin, direktiiveihin, standardeihin sekä sertifikaatteihin. Lisäksi työssä käydään läpi tutkittavien laitteiden perustoimintaperiaatteita ja käyttökohteita. Energiankulutusta tutkittiin virtamittauksen avulla, joista tutkittiin laitteen hetkellinen tehon- ja energiankulutus.</p> <p>Lääkintälaitteet kuuluvat monessa mielessä erikoisryhmään, joten ennen itse virtamittauksia ja laitteiden energiankulutuksen tutkimista, on työssä ensin tarkasteltu lakeja, direktiivejä ja standardeja, joita röntgenlaitteet noudattavat, sekä jokaisen tutkittavan laitteen toimintaa. Laitteiden mittaukset suoritettiin Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiirin Meilahden sairaalan keskusröntgenosastolla ja röntgenpäivystyksessä.</p> <p>Tutkimustuloksina saatiin suuntaa antavaa tietoa eri röntgensovellusten energiankulutuksesta valmiustilassa ja tutkimushetkellä. Johtopäätöksenä voidaan todeta, että tehonkulutuksessa laitteiden välillä, varsinkin tutkimushetkellä, on eroja.</p>	
Avainsanat	Röntgenlaite, energia, energiankulutus, tehonkulutus

Author Title	Tero Sainio Energy Consumption of X-Ray Devices
Number of Pages Date	32 pages 6 June 2012
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical Engineering
Specialisation option	Medical Engineering
Instructors	Teemu Lehtinen, X-Ray Engineer Jukka Kuikanvirta, Senior Lecturer
<p>The goal of this thesis was to study and research the power consumption of different kind of medical imaging devices that are based on X-ray imaging. This thesis contains information about laws, directives, standards and certificates that are related to medical devices and goes through the basic operating principles and applications of the devices used in this research. The energy consumption was studied by means of current measurement which indicated the instantaneous power and energy consumption of the device.</p> <p>Medical devices belong to special group of devices in many ways, so before the measurements and studying the power consumption of the devices, this study contemplates the operating principle of the devices and the laws, directives and standards which medical devices must follow. The measurements of the devices were carried out at the central X-ray department of the Helsinki University hospital.</p> <p>The research gives illustrative information about energy consumption of different kind of X-ray applications in stand-by and operating mode. Also, the results show that there are differences between energy and power consumption of devices.</p>	
Keywords	X-ray Device, Energy, Energy Consumption, Power Consumption

Sisällys

1 Johdanto	1
2 Sähköfysiikan perusteet	2
3 Lääkintälaitteet	2
3.1 Laki, direktiivi	3
3.2 Sertifikaatit	4
3.3 Standardit	5
3.4 Kuvantavien laitteiden tulevaisuus	7
4 Diagnostinen kuvantaminen	8
4.1 Säteilemällä kuvantavat laitteet	8
4.1.1 Natiiviröntgenkuvaus	10
4.1.2 Läpivalaisu	10
4.1.3 Angiografia	12
4.1.4 Tietokonetomografia	13
4.2 Ultraäänikuvaus	13
4.3 Magneettikuvaus	14
5 Röntgenlaitteen elinkaari	15
5.1 Röntgenlaitteen valmistus	15
5.2 Röntgenlaitteen kierrätys	16
5.3 Röntgenlaitteen hävitys	17
6 Energiatalous	17
6.1 Energiatehokkuuden huomioiminen laitehankinnoissa	18
6.2 Energiatehokkuuden merkitys laitehankinnoissa	18
7 Röntgenlaitteiden virtamittaukset	19
7.1 Mittauslaitteisto	20
7.2 Mittaustekniikka	21
7.3 Mittaustulokset	21
7.3.1 Natiiviröntgenkuvaus, Philips	22
7.3.2 Angiografia, Siemens, 2007	24
7.3.3 Angiografia, Siemens, 2011	25

7.3.4	Tietokonetomografia, General Electric, ei päivitetty	27
7.3.5	Tietokonetomografia, General Electric, päivitetty	29
7.4	Virheentarkastelu	30
7.5	Mittausten johtopäätökset	31
8	Yhteenveto	31
	Lähteet	33

1 Johdanto

Tässä insinööriyössä tutkitaan, miten paljon energiaa erilaiset säteilemällä kuvantavat laitteet kuluttavat normaalissa tai päivystysluontoisessa potilaskäytössä. Laitteista mitataan virtaa 24 tunnin jaksoissa, jolloin saadaan tuloksia sekä *stand-by*-tilassa että normaalissa potilaskäytössä päivystyksessä ja poliklinikalla. Röntgensovellukset, joiden energiankulutusta tutkitaan; natiivikuvaus, angiografia ja tietokonetomografia. Työssä tutkitaan myös röntgenlaitteiden standardeja, sertifikaatteja, elinkaarta sekä tutustutaan lääkintälaitelakiin ja -direktiiviin. Työssä tutustutaan erilaisten radiologian teknologioiden perustoimintaperiaatteisiin, myös sellaisten, jotka eivät käytä ionisoivaa säteilyä, eli ultraääni- ja magneettikuvantamiseen.

Energia- ja muut ympäristökysymykset ovat koko ajan enemmän ja enemmän esillä lähes jokaisella alalla päivittäin. Niin sanotulla *vihreydellä* kilpaillaan, ja sitä suositaan, ja sillä myydään ja sitä suositetaan. Ympäristöystävällisyydellä tarkoitetaan esimerkiksi sähkönkulutusta, miten tuote tai palvelu on tuotettu, miten hyvin se pystytään käyttämään hyväksi käyttöään jälkeen, tai miten se pystytään hävittämään tuottamatta päästöjä tai luontoa tuhoavia jätteitä. Monissa tuotteissa eri aloilla on tarkoin säädellyt tuotantomääräykset, joiden mukaan se valmistetaan.

Terveystieteiden tekniikassa ja lääkintälaitteissa pääasiassa tällaisia ympäristömääräyksiä ei tunneta. Laite, esimerkiksi diagnostiseen kuvantamiseen tarkoitettu röntgenlaite, saa kuluttaa sähköä niin paljon, kuin se tarvitsee tarkan ja informatiivisen kuvan muodostamiseen. Ympäristöasioiden kokonaisvaltaisten säädösten ja standardien puuttumisen vuoksi lääkintälaitteiden valmistajat eivät ensisijaisesti kilpaile tai mainosta tuotteitaan niiden ympäristöystävällisyydellään tai pienellä virrankulutuksella, vaikka kuorissa tai osissa käytettäisiinkin kierrätettävää materiaalia. Lääkintälaitteiden markkinoinnissa tärkeämpiä tekijöitä ovat muun muassa tutkimustulosten laatu, laitteen käytettävyyden henkilökunnan puolesta ja käyttöikä. Lääkintälaitteiden lait ja standardit ovat painottuneet potilas- ja käyttäjäturvallisuuteen.

2 Sähköfysiikan perusteet

Sähköllä tarkoitetaan sähkövarausten eli yleensä elektronien liikkeestä syntyvää luonnonilmiötä, joka havaittiin ensimmäisen kerran 1700-luvulla. 1800-luvun loppupuolella sähköä osattiin hyödyntää jo moottorin pyörittämiseen ja valaistukseen. 1900-luvulla energian tarve lisääntyi uusien käyttösovellusten myötä, joten sähköön käyttö lisääntyi valtavasti. Pian, noin sadassa vuodessa, sähköstä tuli ihmisille itsestäänselvyys. 2000-luvulla lähes kaikki toimivat sähköllä; lämmitys, kodinelektroniikka, kulkuvälineet sekä valaistus asuinympäristöstä ja -ilmastosta riippuen. Suomessa energiankulutus oli 386 tWh vuonna 2011. [1, s. 11] [2]

Sähköön perussuureet ovat jännite, eli sähköinen potentiaaliero, sähkövirta ja teho. Suureiden yksiköt ovat samassa järjestyksessä Voltti (V), Ampeeri (A) ja Watti (W). Sähköön perussuureista ainoastaan ampeeri on SI-järjestelmän yksikkö. Voltti ja watti ovat johdannaisyksiköitä. Sähköisten laitteiden tai järjestelmien, esimerkiksi kotitalouksien energian kulutusta mitataan usein kilowattitunteina (kWh). Yksi kilowattitunti on 3,6 miljoonaa joulea eli 3,6 megajoulea SI-järjestelmän mukaisina yksiköinä. [3] [4]

Sähköfysiikka tai sähköoppi on fysiikan osa-alue, joka tutkii sähköilmiötä. Sen alaisina ovat sähködynamiikkaa, sähköstatistiikkaa ja sähkömagnetismia. Sähköoppiin on määriteltä peruslakeja ja sääntöjä, joiden mukaan ilmiöt käyttäytyvät. Näitä ovat esimerkiksi *Coulombin* laki, *Ampéren* laki, *Ohmin* laki, *Faradayn* induktiolaki ja *Kirchoffin* lait, jotka ovat nimetty niiden *keksijöiden* mukaan.

3 Lääkintälaitteet

Laite, joka määritellään lääkintälaitteeksi tai terveydenhuollon laitteeksi on määriteltä suoraan Suomen lääkintälaitelaissa eikä niitä ole saatavilla kuluttajakäyttöön. Laissa määriteltäjä laitteita saavat käyttää ainoastaan tietyt henkilöt oikeanlaisessa ympäristössä.

Lain mukaan terveydenhuollon laitteella tarkoitetaan instrumenttia, laitteistoa, välineistöä, ohjelmistoa, materiaalia tai muuta yksinään tai yhdistelmänä käytettävää laitetta tai tarviketta, jonka valmistaja on tarkoittanut käytettäväksi ihmisen sairauden,

vamman tai vajavuuden diagnostisointiin, ehkäisyyn, tarkkailuun, hoitoon, lievitykseen tai kompensointiin. Laite on myös terveydenhuollon laite, jos valmistaja on tarkoittanut sen käytettäväksi anatomian tai fysiologisen toiminnon tutkimiseen, korvaamiseen, muunteluun tai hedelmöittymisen säätelyyn. Käytännössä lääkintälaitteita ovat kaikki laitteet ja apuvälineet, joita sairaalassa tarvitaan. Lääkintälaitteita ovat myös kaikki röntgenlaitteet. [5]

3.1 Laki, direktiivi

Lääkintälaitelain tarkoituksena on varmistaa, että lääkintälaitteet ovat luotettavia, turvallisia käyttää sekä turvallisia potilaille. Lääkintälaitteiden markkinat ovat maailmanlaajuiset ja erittäin tarkasti säännellyt. Eri puolilla maailmaa kuitenkin terveydenhuollon laitteiden hyväksyntäkriteerit poikkeavat toisistaan. Euroopassa noudatetaan EU-direktiivejä (*Medical Device Directive*), Yhdysvalloissa FDA:n (*Food and Drug Administration*) määräyksiä ja Japanissa JPAL-lakia (*Japan's Pharmaceutical Affairs Law*). Myös Kanadalla, Australialla ja monilla Kauko-Idän mailla on, tai ne ovat luomassa omia hyväksyntäjärjestelmiä. [5]

Lääkintälaitelaki on Suomen laissa määritelty omaksi kokoelmakseen Euroopan unionin neuvoston asettaman direktiivin mukaan. Uusin lääkintälaitelaki lähentää ja tarkentaa aikaisempia voimassa olevia lakeja ja asetuksia. Laissa määritellään tarkasti, mitä lääkintälaitteella tarkoitetaan, mihin lääkintälaitteita saa käyttää, kuka niitä saa käyttää, kuka laitteita saa myydä ja ostaa, miten laitteita saa markkinoida. Lääkintälaissa on myös määräykset laitteiden valvonnasta, tarkastuksista, CE-merkinnästä, ilmoitusvelvollisuudesta, vastuuhenkilöistä, valmistajan, käyttäjän ja tarkastajan vastuista sekä muista oleellisista asioista, jotka liittyvät lääkintälaitteisiin. [6]

Lääkintälaitteet on jaoteltu luokkiin I, IIa, IIb ja III, niiden potilaalle ja käyttäjälle aiheutuvan riskin mukaan. Röntgenlaitteet kuuluvat yleensä luokkaan IIb niiden tuottaman ionisoivan säteilyn vuoksi. Luokkaan I kuuluvat hyvin harmittomat, ei streilit laitteet, joissa riski on erittäin pieni. III luokkaan kuuluvat invasiivisesti eli potilaaseen sisäisesti asetettavat anturit tai niihin liitettävät laitteet, joissa on välitön kosketus esimerkiksi sydämeen. [7]

Lääkintälaitteiden ja teknologian kehittyessä myös lääkintälain on pysyttävä ajantasaisena. Niinpä vuonna 2010 lääkintälakia (629/2010) tarkennettiin koskemaan myös ohjelmistoja, joita käytetään lääkintälaitteen tavoin, kuten esimerkiksi diagnostiikkaan. Suuremmilta osin lääkintälaitelakia on vielä tarkennettu EU-direktiivillä (93/42/ETY), joka on hyväksytty Euroopan neuvostossa vuonna 1993, ja ne koskevat kaikkia jäsenmaita. Siinä on muun muassa määritelty lääkintälaitteille luokitukset laitteiden käyttötarkoituksen ja ominaisuuksien mukaan. Direktiivien määräyksen tarkoituksena on oleellisesti keskittyä vain potilasturvallisuuteen ja terveyteen. Laitteiden tekniset ratkaisut on jätetty standardoinnin varaan. [8] [9]

Sähköllä toimivien lääkintälaitteiden ympäristömääräyksiä seuraa *RoHS* ja *WEEE*-direktiivit. *RoHS*-direktiivi (2002/95/EC) on astunut voimaan vuonna 2006. *RoHS*-direktiivi määrää kuuden tietyn ympäristölle haitallisen aineen käyttöä. Direktiivi seuraa, että markkinoille tulevien kaikkien sähköisten ja elektronisten laitteiden lyijy, kadmium, elohopea, kromi sekä palonestoaineet polybromibifenyylit eli PBB ja polybromibifenyyleetterit eli PBDE-pitoisuudet eivät ylitä EU-jäsenmaissa sallittuja. *WEEE*-direktiivi lisää tuottajan jätehuoltovastuuta, kun sähkö- tai elektroniikkalaitte on poistettu käytöstä. [10] [11] [12]

Lisäksi säteilyä käyttävien laitteiden, kuten röntgenlaitteet, radioaktiivisten aineiden ja säteilytoiminnan turvallisuuteen liittyviin laitteisiin ja tarvikkeisiin sovelletaan säteilylakia (592/1991). Sähköä käyttävien laitteiden on myös otettava huomioon sähköturvallisuuslaki (410/1996) sekä sähköturvallisuusmääräykset ja elektromagneettinen yhteensopivuus eli EMC (*Electro Magnetic compatibility*). Suomessa myös turvallisuus- ja kemikaalivirasto antaa ohjeita ja säädöksiä yleisesti sähköturvallisuudesta.

3.2 Sertifikaatit

Kuten kaikissa sähköisissä laitteissa ja muissakin Euroopan talousalueelle markkinoille tuotavissa sarjatuotannossa olevissa kulutustuotteissa, myös lääkintälaitteissa täytyy olla CE-merkintä (kuva 1 ks. seur. s.), joka on *to distus* standardien mukaisesta valmistuksesta ja lakien noudattamisesta. Eli laite tai tarvike vastaa vaatimuksia, jotka on määrätty täytettäväksi, ennen kuin se saadaan Euroopan unionin ja Euroopan talousalueen markkinoille. Vaikka erilaisilla laitteilla on sama CE-merkintä, ne saattavat

kuulua eri direktiivien alaisuuteen, mikä määrittää vaatimukset kyseiselle tuotteelle. Yksi tuote voi kuulua myös usean direktiivin alaisuuteen, joten CE-merkinnän perusteet poikkeavat tuoteryhmittäin. CE-merkintä on valmistajan itse hankittava merkintä, mikäli laite halutaan markkinoille Euroopassa. [13]



Kuva 1. CE-merkintä [14]

CE-merkinnän saamiseksi uuteen laitteeseen on selvitettävä, ettei lääkintälaite kuulu In Vitro -diagnostiikkaan tai ole implantoiva lääkintälaite. In vitro -diagnostiikkaan tarkoitettuihin laitteisiin ja aktiivisesti implantoiviin laitteisiin sovelletaan omia direktiivejä. In Vitro -diagnostiikalla tai -tutkimuksella tarkoitetaan ihmisestä otetun näytteen tutkimista esimerkiksi koeputkessa. *Kansanomaisesti* voidaan puhua laboratoriotutkimuksesta. [15]

3.3 Standardit

Lääkintälaitteiden standardisoinnin tärkeimmät tavoitteet ovat potilaan turvallisuus, julkisen terveydenhuollon päämäärien tukeminen ja kansainvälisten kauppojen esteiden purkaminen. Terveydenhuollon laitteita säätelevät direktiivit turvallisuus- ja terveysasioissa, joten tekniset ratkaisut on tehtävä standardien mukaan. Laitteiden ollessa valmistettu standardien mukaan, viranomaiset olettavat niiden täyttävän direktiivien oleelliset turvallisuusvaatimukset. [16]

Lääkintälaitteiden markkinat ovat laajat ja tuotelaajuus on hyvin suuri. Laitteita on pienistä ja yksinkertaisista sovelluksista aina tonneja painaviin magneettikuvauslaitteisiin. Koska laitteita on paljon erilaisia, ne on standardoitu kolmelle toimialayhteisölle; Suomen standardoimisliitto SFS ry (SFS), SESKO ry ja Yleinen teollisuusliitto (YTL). Terveydenhuolto ja terveysteknologia on jaettu vielä kolmeen osaan toiminnan mukaan;

sähkökäyttöiset laitteet, terveydenhuollon laitteet ja tarvikkeet sekä terveydenhuollon tietotekniikka. Terveydenhuollon laitteiden ja tarvikkeiden standardisointi on jaettu vielä yhdeksään eri alaryhmään alojen mukaan; anestesia- ja hengityslaitteet, hammaslääketiede, In Vitro -diagnostiikka, laboratoriovälineet, palvelustandardit, puhdistilat, silmälääketiede, sterilointi ja desinfiointi sekä vammaisten apuvälineet. [17] [18]

Standardeilla pyritään yhdentämään erilaiset käytännöt. Tavoitteena on, että esimerkiksi laitteet ja niiden lisäosat pystyttäisiin liittämään toisiinsa eripuolilla Suomea tai maailmaa, laitteen tai lisäosan valmistajasta riippumatta. Esimerkiksi röntgenkuvien kansainvälinen standardi on DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine). Suurin osa kuvantavista laitteista on sitoutunut käyttämään DICOM-standardin kuvia, jolloin niitä pystytään siirtämään vaikka ympäri maailmaa. [19]

Lähes kaikkeen on olemassa standardi, esimerkiksi käytettävyydestä ja ergonomiasta, ohjelmistoista, yrityksen johtamisesta, laadunhallinnasta ja riskien hallinnasta sekä monesta muusta laitteeseen tai yritykseen liittyvästä asiasta. Sähkökäyttöisten lääkelaitteiden kansainvälinen standardi vuodesta 2007 on ollut IEC60601, jossa määritellään esimerkiksi laitteen turvallisuus ja suorituskky, komponentit, vuotovirtavaatimukset, ilma- ja pintavälit, dielektrinen lujuus sekä muita ominaisuuksia. [19]

Standardisointijärjestelmän (taulukko 1 ks. seur. s.) katto-organisaatio koostuu kansainvälisistä, maailmanlaajuisista standardoimisjärjestöistä. Maailmanlaajusten standardoimisjärjestöjen jäseninä ovat Euroopan vastaavat järjestöt, joiden jäseninä ovat puolestaan kansalliset pienemmät järjestöt. Kansalliset standardit perustuvat kansainvälisiin standardeihin, koska kansalliset järjestöt toimivat yhteistyössä isompien, kansainvälisten järjestöjen kanssa. [20]

Taulukko 1. Kansainvälinen standardisointijärjestelmä [20]

	Sähkö ja elektroniikka	Tietoliikenne	Muu tekniikka
Maailma	IEC International Electrotechnical Commission	ITU International Telecommunication Union	ISO International Organization for Standardization
Eurooppa	CENELEC European Committee for Electrotechnical Standardization	ETSI European Telecommunications Standards Institute	CEN European committee for Standardization
Suomi	SESKO Sähkötekniinen ala	Viestintävirasto Teleala	SFS Suomen Standardoimisliitto SFS toimialayhteisöineen

3.4 Kuvantavien laitteiden tulevaisuus

Lääkintälaittevalmistajat ovat ottaneet entistä enemmän huomioon terveydenhuollon tekniikan tärkeimmän asian, eli laitteen sopivuuden käyttötarkoitukseen ja toimivuuden. Lisäksi valmistajat kiinnittävät huomiota myös käyttäjäystävällisyyteen, laitteen valmistuksessa tuotettaviin päästöihin, laitteen energiatehokkuuteen sekä sähkönkulutukseen.

Valmistajat panostavat energian kulutukseen komponenttivalinnoilla. Komponenttien ja teknologian kehittyessä, valmistajat pyrkivät käyttämään viimeisintä teknologiaa oman alansa laitteissa, niin myös lääkintälaitteissa. Lääkintälaitteissa tulee tulevaisuudessa olemaan aktiivisia komponentteja, jotka sammuvat laitteen ollessa lepotilassa ja käynnistyvät kuvauksen alkaessa. Myös kineettistä energiaa pystytään ottamaan talteen. Esimerkiksi tietokonetomografian kehän jarrutusenergiaa pystytään tulevaisuudessa käyttämään hyväksi KERS:n (*Kinetic Energy Recovery System*) avulla. Tietokonetomografiakuvantamista pyritään saamaan myös entistäkin nopeammaksi nopeammin pyörivän kehän tai suurempien leikemäärien avulla. [21]

Koska magneettikuvaus ei aiheuta ionisoivaa säteilyä, kuten kaikki röntgenteknologiaa käyttävät menetelmät, sitä on pyritty kehittämään röntgenkuvantamisen korvaajaksi. Magneettikuvauksella pystyttäisiin tekemään vähintään samoja tutkimuksia kuin röntgenmenetelmillä, mutta ainakin toistaiseksi se on paljon hitaampaa.

Magneettikuvauslaitteet ovat myös vielä niin kalliita ja paljon tilaa vieviä, että ne ovat harvassa verrattuna röntgenteknologioihin.

4 Diagnostinen kuvantaminen

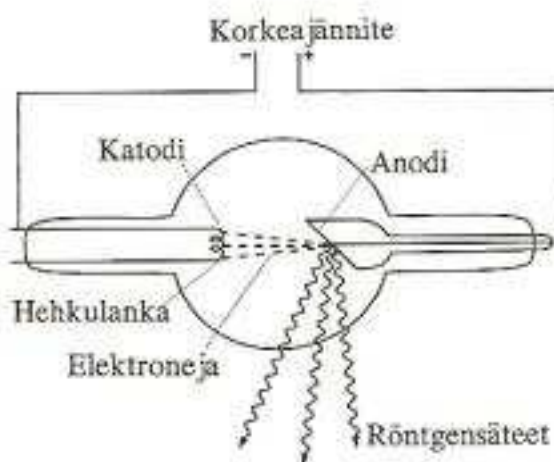
Potilaiden sairauksia, vammoja ja muita ongelmia voidaan diagnosoida monilla erilaisilla lääketieteellisillä kuvantamismenetelmillä. Kuvantamismenetelmiin erikoistunutta lääketieteen haaraa kutsutaan radiologiaksi. Alun perin radiologia on käsittänyt vain säteilemällä kuvantavat tai hoitavat laitteet, mutta nykyään se käsittää myös muut kuvausmenetelmät, kuten esimerkiksi ultraäänen ja magneettikuvauksen. [22] [23]

Röntgenkuvantaminen on yksi tärkeimmistä keinoista, jolla saadaan luotettava diagnoosi potilaan vaivasta. Vaikka röntgenkuvaus aiheuttaa säteilyä kuvattavaan potilaaseen ja ympäristöönsä, suoritetaan tutkimus oikeutusperiaatteella eli *toiminnalla saatava hyöty on suurempi kuin toiminnasta aiheutuva haitta*. Esimerkiksi luunmurtumista on saatava tarkempaa tietoa ennen toimenpidettä, eli miten pahasti luu on murtunut, vai onko se peräti täysin poikki. Pelkästään Helsingin ja Uudenmaan Sairaanhoidopiirin (HUS) alueella tehdään vuosittain 4,2 miljoonaa perinteistä röntgentutkimusta, mikä tarkoittaa noin 11 500 tutkimusta joka päivä. Potilaan saama säteilyannos on yksi röntgenlaitteiden ominaisuuksista, jota seurataan tarkasti. Röntgensovelluksia kehitetään koko ajan, jotta kuvat olisivat parempia ja potilaaseen kohdistunut säteilyannos pienempi. [24] [25]

4.1 Säteilemällä kuvantavat laitteet

Säteilemällä kuvantaviin menetelmiin lääketieteessä kuuluu kaikki sellaiset laitteet, jotka käyttävät röntgensäteilyä muodostaakseen kuvan tutkittavasta kohteesta eli tavallisesti potilaasta. Röntgensäteilyä käyttävät menetelmät perustuvat röntgensäteilyn kykyyn läpäistä eri tavalla kevyitä ja raskaita atomeja, jonka vuoksi sitä käytetään yleisesti lääketieteen lisäksi myös teollisuudessa ja esimerkiksi turvatarkastusten läpivalaisussa. Röntgensäteily on sähkömagneettista säteilyä ja paljon lyhytaaltoisempaa (0,1 - 10 nm) kuin näkyvä valo. [23]

Röntgensäteily synnytetään tyhjiöputkessa, (kuva 2) jonka toisessa päässä on katodi ja toisessa anodi. Putkeen synnytetään korkea kiihdytysjännite, joka on kuvattaessa 60 - 150 kV. Hehkulangasta eli katodista irrotetaan hiukkasia, elektroneja, jotka törmäytetään metallilevystä tehtyyn anodiin. Lähes valonnopeutta anodiin törmäävä hiukkanen voimakkaasti jarruuntuessaan alkaa lähettää sähkömagneettista säteilyä eli niin sanottua jarrutussäteilyä, jota voidaan hyödyntää röntgenkuvantamisessa. Lääketieteellisessä kuvantamisessa jarrutussäteily ohjataan rajauskaihtimien avulla halutulle alueelle. [23]



Kuva 2. Röntgenputki [26]

Diagnostisen röntgenlaitteen peruskomponentit ovat säteilylähde, eli röntgenputki, generaattori, joka toimii teholähteenä, yleensä lyijystä tehdyt rajauskaihtimet, potilas-pöytä sekä ohjaustila. Näiden lisäksi potilaan kuvantamisessa tarvitaan tietokoneita, analogista dataa digitaaliseksi muuttavia *A/D-muuntimia* ja verkkoyhteydet, joiden avulla kuva oikeasti muodostetaan näkyväksi tietokoneen monitorille. Hoitajan käyttämältä tietokoneelta kuva siirretään PACS-järjestelmään (*Picture Archiving and Communication System*). [23] [27, s. 260-261]

Osastoilla on käytössä myös tuotannonohjausjärjestelmä, jonka sisällä potilaidenkuvia ja muita tietoja voidaan liikuttaa joustavasti. Tuotannonohjausjärjestelmiä ovat esimerkiksi RIS- (*Radiology Information System*), LIS- (*Laboratory Information System*) tai HIS- (*Hospital Information System*) järjestelmät. Verkkoyhteyksien avulla voidaan

myös hakea tietty kuva tai potilaan tiedot halutusta järjestelmästä tietokoneen monitorille tarkasteltavaksi jälkikäteen uudelleen. [23] [28]

4.1.1 Natiiviröntgenkuvaus

Natiiviröntgenkuvauksella tarkoitetaan perinteistä röntgenkuvausta. Filmien ja kasettien poistuessa käytöstä, analoginen kuvantaminen käsittää nykyään digitaaliselle kuvalevyille kuvauksen. Analogisessa röntgenkuvauksessa kuvalevy on manuaalisesti asetettava potilaspöytään tai telineeseen, esimerkiksi thorax-telineeseen, jolloin kuvalevy on kuvattavan kohteen takana.

Digitaalinen kuvalevy on puolijohdelevy, jonka atomit virittyvät korkeampaan energia- tasoon röntgensäteilyn osuessa tiettyyn kohtaan levyä. Absorboituneen eli imeytyneen röntgensäteilyn määrä vaikuttaa levyn viritystilojen tiheyteen, joten kuvalevyllä saadaan *viritystilakuva*. Digitaalisessa kuvalevyssä oleva digitaalinen data on kuvauksen jälkeen siirrettävä kuvalevynlukijan kautta verkkoon, työasemalle tai kehitettävä erillisellä tulostimella, toisin kuin täysdigitaalisessa kuvantamisessa. Kuvausdata on koko ajan bitteinä kuvalevyllä. [23]

Täysdigitaalisessa kuvantamisessa ei käytetä edellisen kaltaista kuvalevyä, vaan kuvalevy on korvattu kiinteällä vastaanottimella eli detektorilla. Täysdigitaalisessa laitteessa kuvalevy ja CCD-kenno (*Charge Coupled Device*) on yhdessä integroitu röntgenlaitteeseen. Detektori on suoraan yhteydessä verkkoon, työasemaan tai PACS-, RIS-, LIS- tai HIS -järjestelmään, eli otettu röntgenkuva tulee suoraan hoitajan monitorille, josta voidaan tarkastaa kuvan laatu heti kuvauksen jälkeen. Myös täysdigitaalisella menetelmällä otettu kuva on koko ajan digitaalisessa muodossa bitteinä. [23]

4.1.2 Läpivalaisu

Läpivalaisu eli fluoroskopia on röntgensäteilyyn perustuva menetelmä, joka muistuttaa perinteistä röntgenkuvausta, mutta siinä käytetään kuvanvahvistin-monitori ketjua tai digitaalista kuvakennoa (*Flat Panel Detector*). Kuvanvahvistin muuttaa röntgeninformaation näkyväksi valoksi, jonka jälkeen näkyvä valo ohjataan videoketjun avulla tv-monitorille, josta tutkimusta tai toimenpidettä voidaan seurata reaaliaikaisesti.

Läpivalaisu voidaan tehdä myös pulssattuna, jolloin säteilyä saadaan pulsseittain. Tällöin läpivalaisu ei ole päällä koko ajan, mutta viimeisin informaatio voidaan tallentaa monitorille katsottavaksi. [27 s. 266 - 267]

Toimenpiteen tai tutkimuksen edistyttyä tai tietyn ajan välein syötetään uusi tietyn pituinen röntgensäteilypulssi, josta viimeisin hetki jää taas monitorille pidempiaikaiseen tarkasteluun. Tällaisella menetelmällä pienennetään potilaaseen kohdistunutta säteilyaltistusta.

Läpivalaisu teknisiltä ominaisuuksiltaan angiografian kaltainen tutkimusmenetelmä. Perinteisessä läpivalaisutelineessä (kuva 3) on suppeammat liikkeet kuin angiografiasa, mutta silti läpivalaisuhuoneessa pystytään tekemään samat toimenpiteet hätätapauksessa. Läpivalaisun etuna angiografiaan on perinteinen natiivikuvantamismahdollisuus, esimerkiksi luiden kuvantamiseen. Läpivalaisussa ja angiografiassa käytetään myös hieman erilaisia varjoaineita. Läpivalaisussa on angiografian tapaan käytössä DSA (Digitaalinen Subtraktio Angiografia). DSA on kuvankäsittelysovellus, jolla saadaan korostettua varjoainetta sisältävien verisuonten piirteitä varjoaineettomien suonten häilyessä kuvasta. [29] [30]



Kuva 3. Perinteinen läpivalaisu- eli fluoroskopiataline [31]

Läpivalaisua voidaan käyttää kiinteiden asennusten eli yläputkitelineen lisäksi myös osastoilla, leikkausten yhteydessä liikuteltavassa C-kaari yksikössä tai toisen toimenpiteen tukena, esimerkiksi munuaiskivimurskaimessa. Yleisimmät läpivalaisussa tehdyt toimenpiteet ovat varjoainekuvauksia, esimerkiksi verisuonien tai suoliston ja mahalaukun varjoainekuvaus. [27, s. 266]

4.1.3 Angiografia

Angiografia on verisuonien, valtimoiden, kuvantamista ja tutkimista läpivalaisutekniikalla. Tutkimuksessa kuvattavalle alueelle viedään ohut katetri, jolla potilaaseen ruiskutetaan jodipitoista tai ei-jodipitoista varjoainetta. Varjoaineen tarkoituksena on parantaa kehon rakenteiden ja nesteiden kuvantumista. Yleensä varjoaineet ovat röntgensäteilyä läpäisemättömiä, tai röntgensäteily läpäisee sen eri tavalla kuin muun ympärillä olevan aineen, jolloin kuvaan muodostuu selkeä kontrastiero. [27 s. 268] [23]

Tutkimus voidaan tehdä läpivalaisuohjauksessa seuraamalla sitä näytöltä tai ottamalla röntgenkuvasarjoja tietyn ajan välein, kun varjoainetta ruiskutetaan kuvattavalle alueelle. Valtimoiden lisäksi angiografian avulla voidaan tutkia myös todella pieniä, halkaisija alle 200 μm , verisuonia, aivojen verisuonia ja pieniä kasvaimia. [23]

Angiografiatutkimukset tehdään yleensä yleiskuvaustelineissä tai C-kaari-mallisessa telineessä (kuva 4). Angiografian etuina ovat isommat ja *avarammat* tilat läpivalaisujärjestelmiin verrattuna, koska C-kaari voidaan liikuttaa pois potilaan päältä ja potilaspöydän saa liikutettua eri asentoihin hoitohenkilökunnan haluamaan asentoon. Näin ollen angiografia on se menetelmä, joka valitaan käyttöön kun potilaan tutkimuksen yhteydessä tehdään jonkinlainen toimenpide. Angiografian kuvankäsittely tapahtuu, kuten läpivalaisussakin, digitaalinen substraktioangiografia-sovelluksen avulla. [29]



Kuva 4. Angiografiassa käytettävä C-kaari-teline [32]

4.1.4 Tietokonetomografia

Tietokonetomografia eli TT, on tietokoneavusteinen viipale- eli kerroskuvausmenetelmä. Tietokonetomografia perustuu pyöreään peruselementtiin, jonka sisällä on röntgenputki ja detektori tai detektoreita, joihin säteily on rajoitettu. Röntgenputki pyörii 360 astetta potilaan ympärillä ottaen useita esimerkiksi 1 cm:n paksuisia leikkeitä eri projektioista, minkä jälkeen kuvat summataan ja saadaan tarkka anatominen ja patologinen käsitys kuvatusta kohteesta kaksi- tai kolmiulotteisissa viipalekuvissa. Eri projektioista saaduista kuvista muodostettua yhtä kokonaisuutta kutsutaan tomosynteesiksi. [33]

Tietokonetomografialaitteissa on erilaisia toimintaperiaatteita, joissa merkittävimpänä erona on kuvausaika. Ei-spiraali-TT-laitteissa on jokainen 1 cm:n leikekuva otettava erikseen, eli potilaspöytä manuaalisesti liikutettava haluttuihin kohtiin. [23] [27 s. 272 - 277]

Spiraali-TT:llä röntgenputki ja potilaspöytä liikkuvat koko kuvauksen ajan. Potilaasta kuvantuu spiraalin muotoinen alue, josta tehdään etukäteen suunnitellun paksuiset leikekuvat. Spiraali-TT:llä voidaan myös ottaa yksittäisiä leikekuvia, jolloin potilaspöytä ei liiku. [33] [27 s. 272 - 277]

Monileike-TT tapahtuu, kuten spiraali-TT, mutta potilaasta otetaan yhden leikkeen sijaan neljä rinnakkaista leikettä samaan aikaan. Monileike-TT kutsutaan myös monidetektor-TT:ksi, koska siinä on yhden sijaan kahdeksan toisissaan kiinni olevan detektorin muodostama rivi, joka mahdollistaa kuvaleikkeiden paksuuden valitsemisen melko vapaasti jälkikäteen. Monileike-TT:llä voidaan tehdä myös yksittäisiä leikkeitä, kuten muillakin menetelmillä. Suurimpana etuna monileike-TT:ssa on kuvausaika. Nopeudesta on paljon hyötyä esimerkiksi huonokuntoisten tai rauhattomien potilaiden kuvauksissa, joissa ei pystytä odottamaan tuntia, jonka magneettikuvaus vaatisi. [33] [27 s. 272 - 277]

4.2 Ultraäänikuvaus

Ultraäänikuvaus perustuu ultraäänen heijastumiseen. Ultraääni on ihmisen kuuloalueen yläpuolella olevaa atomien mekaanista aaltoliikettä, jopa 1 000 MHz:iin saakka.

Ultraäänen kulkiessa kudoksessa molekyylit alkavat värähdellä sen reitillä, ja ultraääni heijastuu eri kudoksista eri tavalla takaisin. Kovassa ja joustamattomassa kudoksessa, kuten luut, äänienergia etenee nopeammin ja heijastuu lähes kokonaan takaisin ja näkyy kuvassa vaaleana. Nesteestä puolestaan heijastuminen on hyvin vähäistä, joten mitä enemmän nestettä tutkittava kohde sisältää, sitä tummempana se kuvassa näkyy. [27, s. 245 - 246]

Verisuonia ja veren virtausta voidaan tutkia Doppler-efektillä, joka kuvaa liikkuvan kohteen aiheuttaman signaalin taajuussiirtymää. Dopplerin avulla nähdään esimerkiksi veren virtauksen suunta ja nopeus. [27, s. 249]

Ultraäänitutkimukset tehdään erilaisten anturien avulla, joissa on rinnakkain kiteitä jaettuna ryhmiin; lähettäviin ja kuunteleviin. Erilaiset anturit sopivat erilaisiin tarkoituksiin paremmin kuin toiset, joten tarkoituksen mukaan valitaan anturi erityisesti paremmin suonien, lihasten, hermojen, ja pinnallisten rakenteiden tarkkaan kuvantamiseen tai vaihtoehtoisesti anturi, jonka avulla voidaan kuvantaa syvemmältä kudoksesta. [23]

Ultraäänitutkimuksessa ei tarvita ionisoivaa säteilyä, joten se on turvallinen käyttää raskauden aikana tai useita kertoja vuodessa, jos vain on tarvetta. Ultraäänikuvantamista käytetään paljon raskauden aikana sikiön seuraamisessa, mutta myös sisäelinten, joidenkin nivelten ja lihasten tutkimuksissa sekä verisuonten tutkimisessa. [23]

4.3 Magneettikuvaus

Magneettikuvantaminen (*Magnetic Resonance Imaging*) on uusin radiologian teknologia. Magneettikuvantaminen perustuu ydinmagneettiseen resonanssiin, joka ensimmäisen kerran mitattiin vuonna 1938. Ensimmäiset kliiniseen käyttöön otetut magneetit ovat tulleet vasta 1980-luvulla, mutta sen käyttö on yleistynyt hyvin nopeasti. Myös useiden erilaisten magneettisovellusten vuoksi on paljon enemmän mahdollisuuksia potilaan tutkimiseen tarkasti. [33] [27, s. 287]

Ydinmagneettinen resonanssi perustuu useimpien atomien magneettisiin ominaisuuksiin ja atomiytimien ja radiotaajuisen magneettikentän vuorovaikutukseen magneettikentässä. Käytännössä magneettikenttä vaikuttaa vetyatomien ytimissä protoneihin, jotka asettuvat kenttään määrättyihin suuntiin, joita vastaavat erilaiset energiat.

Kuvauksessa käytännössä mitataan radiotaajuista signaalia, joita vetyatomien ytimet lähettävät magneettikentässä. [33] [34]

Magneettikuvaus sopii erityisen hyvin runsaasti vettä sisältäviin kudoksiin, koska vedessä on vetyatomeja. Tällaisia runsaasti vettä sisältäviä kudoksia ovat esimerkiksi aivot, muu hermokudos, lihakset ja sisäelimet. Magneettikuvantaminen ei käytä lainkaan ionisoivaa säteilyä, joten se on useille ihmisille turvallinen tutkimusmenetelmä, kun tarvitaan erittäin herkkää kuvaa kudoksien mahdollisista patologisista muutoksista. Magneettikuvantamista käytetään myös esimerkiksi sädehoidon suunnittelussa, jossa tarvitaan hyvin tarkka kuva kasvainalueesta. [33]

5 Röntgenlaitteen elinkaari

Terveysthuollon laitteet, eli myös röntgenlaitteet kuuluvat Euroopan Unionin alueella *WEEE*-direktiivin (*Waste Electrical and Electronic Equipment Directive*) alaiseen toimintaan. *WEEE*-direktiivin tavoitteena on suojella ympäristöä ja terveyttä. Niinpä *WEEE* lisää tuottajan, eli valmistajan tai maahantuojaan vastuuta elektroniikkalaitte- ja sähköjätteen kierrätyksessä. Tarkoituksena on, että maahantuoja tai valmistaja tarjoaa laitteen loppukäyttäjälle kierrätys-, hävittämis-, korjaus- tai uudelleenkäyttömahdollisuuden. *WEEE*-merkinnän käyttö tarkoittaa myös sitä, ettei jäte sovellu käsiteltäväksi tavallisen kotitalousjätteen mukana, vaan se on hävitettävä asianmukaisesti sille soveltuvalla paikalla ja tavalla. Toinen ympäristöstä huolehtiva direktiivi, joka koskee lääkintälaitteita, on *RoHS*-direktiivi. *RoHS*-direktiivin tarkoituksena on rajoittaa ympäristölle haitallisten aineiden käyttöä. [10] [11] [12] [35]

5.1 Röntgenlaitteen valmistus

Röntgenlaitteet koostuvat useista eri komponenteista, joten kokonaisuuden valmistus on monivaiheinen. Valmistajat eivät suoraan kerro laitteidensa komponenttiansa valmistajia, mutta usein ne tilataan muualta. Suomessa markkinoilla olevista natiiviröntgenkuvauslaitteiden yrityksistä monet käyttävät samoja komponentteja kilpailijoiden kanssa. Esimerkiksi samoja potilaspöytiä, generaattoreita, detektoreita, telineistöjä tai röntgenputkia voi olla kilpailijoilla samassa tarjouskilpailussa. Joissakin eri valmistajien röntgenlaitteissa voi olla kaikki komponentit identtisiä ja ero löytyy ohjelmistosta.

Suurimmat erot natiivikuvauslaitteiden välillä löytyykin ohjelmistoista, joiden suunnittelussa valmistajat ovat hieman enemmän mukana. Maailmalla on tietyt suurimmat röntgenlaitteiden komponenttien valmistajat, joita suuretkin valmistajat käyttävät ja sopimusten mukaan saavat siihen oman yrityksensä logon. [36]

Tietokonetomografialaitteet ovat perinteiseen kuvantamiseen tarkoitettuihin laitteisiin verrattuna paljon kalliimpaa, joten ne ovat hieman enemmän yksilöllisiä. Valmistajilla on omia komponentteja tai komponenttien valmistajia, joita käytetään vain tietyn merkkisessä laitteessa. [36]

5.2 Röntgenlaitteen kierrätys

Useat suuret röntgenlaitevalmistajat, jotka ovat Suomen markkinoilla, tarjoavat käytöstä poistettavalle laitteelle kierrätyksen. Nykyajan röntgenlaitteissa, esimerkiksi tietokonetomografialaitteessa voi olla kierrätettävää materiaalia jopa 96 % koko laitteen massasta. Mikäli laitteessa on vikaa, jota ei kannata korjata siitä voidaan ottaa suurin osa materiaalista kierrätykseen ja vain tietyt, toimivat komponentit varaosiksi tai käyttää uudelleen. Osaa komponenteista voidaan käyttää hyväksi uudelleen myös ei-lääketieteellisissä laitteissa, mikäli se ei enää täytä standardien mukaisia vaatimuksia. [37]

Röntgenlaitteita poistuu käytöstä myös toimivina tai vain hieman vikaantuneina, jolloin ne voidaan kunnostaa tehtaalla tai maahantuojan huollossa ja laittaa edelleen käyttöön seuraavaan paikkaan, jossa ei tarvita viimeisimmän teknologian laitteita tai heillä ei ole varaa hankkia uusia, esimerkiksi laitteet toimitetaan johonkin köyhään Afrikan kehitysmaahan. Lääkintälaitteiden jälleenmyymisestä onkin tullut melko iso markkina-alue. Laite saattaa olla vain kolme vuotta vanha, kun sairaala myy sitä uudemman teknologian laitteen tieltä pois. Tällöin ostaja ei välttämättä ole edes köyhä valtio, johon tarvitaan kyseinen laite, vaan kuka tahansa voi olla kiinnostunut, mikäli uuden laitteen hankinta on edessä. [38]

5.3 Röntgenlaitteen hävitys

Koska röntgenlaitteiden valmistuksessa on hyvin otettu huomioon materiaalien ja komponenttien kierrätettävyys, tiensä päähän tulleen laitteen hävittämisessä on otettava pääasiassa huomioon ongelmajätteet ja kemikaalit, kuten palonestoaineet. Kaksi merkittävintä direktiiviä, jotka valvovat monien muidenkin sähkölaitteiden ja haitallisten kemikaalien hävittämistä turvallisesti, ovat *WEEE*- ja *RoHS*-direktiivit. [12]

6 Energiatalous

Kuvantavien laitteiden keskeisimmät ympäristövaikutukset muodostuvat niiden suuresta energiankulutuksesta ja niiden sisältämistä ympäristölle haitallisista aineista ja materiaaleista, kuten esimerkiksi palonestoaineista. Jätettä syntyy myös otettaessa laite pois käytöstä sekä toimituksissa pakkausmateriaalien muodossa.

Laitteen energiatehokkuuteen liittyy myös sen käyttö ja huoltaminen. Käyttäjä- ja huoltohenkilökunnan on osattava käyttää laitetta energiatehokkain toimintatavoin, jotta laitteesta saadaan tarpeellinen hyöty mahdollisimman vähällä energiankulutuksella. Tätä varten laitevalmistajat pitävät kursseja sekä opastuksia laitteen käyttö- ja huoltohenkilökunnalle.

Röntgenteknologiaa käyttävissä kuvantavissa sovelluksissa eniten energiaa kuluttaa generaattori, joka tuottaa röntgenputken suurjännitteen. Generaattorin lisäksi tarvitaan erilaisia moottoreita, esimerkiksi natiiviröntgenkuvauksessa rajauskaihtimien avaamiseen ja sulkemiseen sekä tietokonetomografiassa röntgenputki-detektorikehän pyörittämiseen. Lisäksi moottoreita tarvitaan esimerkiksi potilaspöydän liikuttamiseen kaikissa sovelluksissa. Laitteen teknologian lisäksi jokaista yksikköä varten tarvitaan tietotekniikkaa; keskusyksikkö tai useita keskusyksiköitä, monitoreita, tekniikkaa datan siirtoa varten, ja tietysti osastolle kuuluu myös filmien kehitysyksikkö, joka kuluttaa myös energiaa.

6.1 Energiatehokkuuden huomioiminen laitehankinnoissa

Julkiset hankinnat, eli valtion tai kunnan sairaalan ja terveyskeskuksen hankinnat menevät tarkan byrokratian mukaan. Aikaisemmin julkisissa hankinnoissa ei ole oltu kiinnostuneita laitteiden energiankulutuksesta, mutta viimeistään vuonna 2011 elinkeino- ja ympäristöministeriön julkaiseman ohjeen *Tehokkuus julkisissa hankinnoissa* jälkeen siihen on kiinnitettävä huomiota. Julkinen sektori on kuitenkin hyvin merkittävä hankintojen tekijä, joten pienelläkin parannuksella voidaan tehdä suuria säästöjä vuositasolla. Ohjeen mukaan julkisissa hankinnoissa on näytettävä esimerkkiä ja valita energiatehokkaampia tuotteita. Energiatehokkuuden tulisi olla tärkeä kriteeri uusissa hankinnoissa. Ohje koskee kaikkia sähköisiä koneita ja laitteita, ajoneuvoja ja palveluita, kuten kuljetus- ja korjauspalveluja. [39]

Lääkintälaitteet kuitenkin kuuluvat ryhmään erikoislaitteet. Erikoislaitteilla energiankulutus ei ole tärkein kriteeri hankinnoissa, vaan esimerkiksi lääkintälaitteen tärkein kriteeri on potilasturvallisuus ja itse laitteen toiminta. Ohjeessa kuitenkin kehoitetaan hankintojen yhteydessä ottamaan myös energiatehokkuus huomioon, koska se saattaa olla laitteen suurin kustannustekijä. [39]

Toisin kuin julkisissa hankinnoissa, yksityiset sairaalat voivat jättää energiataloudellisuuden kokonaan huomioimatta. Yksityisellä sektorilla ei ole säädöksiä laitteiden energiatehokkuudesta, ellei yrityksen sisällä näin päätetä. Yksityisissä hankinnoissa suurin painoarvo voi olla jollain tietyllä ominaisuudella tai energiatehokkuus voi olla muuten vain tärkeysjärjestyksessä alhaalla.

6.2 Energiatehokkuuden merkitys laitehankinnoissa

Julkisissa laitehankinnoissa huomioon otettava energiatehokkuus on merkittävä tekijä pelkästään Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiirin alueella. Pelkästään HUS:n alueella on 45 000 lääkintälaitetta sekä 17 000 työasemaa ja kaikki tuottavat CO₂-päästöjä tietyn määrän. Näistä syntyvät päästöt ovat pääasiassa sähkönkulutusta, mutta myös jätteillä laitteen poistuessa käytöstä tai rikkoutuessa on suuri merkitys. Lisäksi hankinnoissa päästöjä tulee myös esimerkiksi kuljetuksista ja pakkausmateriaalista. [40]

Mikäli kaikki Helsingin ja uudenmaan sairaanhoitopiirin alueen työasemat sammutettaisiin, yöksi, viikonlopuiksi ja lomien ajaksi, säästettäisiin energiaa vuodessa jopa 4 000 MWh. Nykyisellä sähkön hinnalla se tekisi noin 325 000 € säästöä vuodessa. Tähän lisättynä kaikkien kuvantavien laitteiden säästöt oikeanlaisilla hankinnoilla sekä käytöllä säästöt voisivat olla moninkertaiset. Suuren taloudellisen säästön lisäksi myös kasvi-huonepäästöt olisivat huomattavasti pienemmät. [40]

7 Röntgenlaitteiden virtamittaukset

Virtamittaukset tehtiin Helsingin ja Uudenmaan Sairaanhoitopiirin (HUS) Meilahden sairaalan keskusröntgenosastolla ja röntgenpäivystyksessä. Mitatut laitteet olivat Philips:n valmistama digitaalinen natiiviröntgenkuvasuslaite, joka on käytössä *virka-aikaan* klo 8 - 16, kaksi Siemensin valmistamaa angiografia kuvauslaitetta, vanhempi vuodelta 2007 ja uudempi 2011. Ne ovat molemmat päivystyskäytössä 24 tuntia vuorokaudessa. Lisäksi mitattiin kaksi General Electricin tietokonetomografiaa, jotka ovat myös päivystyskäytössä. GE:n tietokonetomografiat ovat 64 leikkeisiä ja molemmat vuodelta 2008, mutta ainoastaan toinen on päivitetty.

Mittaukset aloitettiin joko potilaiden kuvausten välissä, osaston kanssa sovittuna ajan-kohtana tai aamulla ennen ensimmäistä potilasta. Mittauslaitteisto haettiin pois noin vuorokauden kuluttua mittauksen aloittamisesta.

Tavoitteena oli saada tuloksia röntgenlaitteiden virrankulutuksesta. Fluken analysaattori, jolla mittaukset tehtiin, tallensi hetkellistä virran tehollisarvoa (A_{rms}) 0,5 sekunnin välein, josta saatiin myös FlukeView-ohjelman piirtämät kuvaajat. Virran kulutuksen avulla lasketaan järjestelmän kuluttama teho ja energia.

Mitattavista laitteista esitietojen saaminen on hankalaa. Kaikista mitatuista laitteista ei valmistajan ilmoittamaa tehonkulutustietoa saatu, mutta tuloksia voidaan vertailla saman teknologian muihin laitteisiin, joissa kulutus ilmoitetaan.

Uusien natiiviröntgenlaitteiden *stand-by*-tehonkulutukseksi ilmoitetaan 0,2 - 2,7 kW, yleensä 0,5 kW. Angiografia laitteen *stand-by*-tehonkulutukseksi on ilmoitettu 2,7 kW. Kun kuvataan täydellä kuormalla Angiografian tehonkulutukseksi valmistaja ilmoittaa

noin 113 kW ja läpivalaisun tehonkulutukseksi täydellä kuormalla noin 6 kW. Tietokonetomografialaitteen keskimääräiseksi tehonkulutukseksi valmistaja ilmoittaa noin 18 kW ja maksimitehонkulutukseksi 106 kW. Valmiustilan tehonkulutusta tietokonetomografialle eikä angiografialle ilmoiteta valmistajien puolesta.

7.1 Mittauslaitteisto

Virtamittauksissa käytettiin kolmivaiheista sähkönlaadun Fluke 435-analysaattoria (kuva 5). Analysaattorissa on myös oskilloskooppi ja muistitoiminto, jolla saadaan haluttujen parametrien aaltomuodot tallennettua. Ennen mittausta analysaattoriin asetetaan halutut asetukset, kuten järjestelmän nimellisjännite ja -taajuus sekä käytössä oleva kytkentä. Koska röntgenlaitteiden kuvaustapahtuma on hyvin lyhytkestoinen, mittauslaitteistoon lisättiin kannettava tietokone, jossa FlukeView-ohjelma tallensi määriteltujen suureiden aaltomuodot.



Kuva 5. Fluke 435-analysaattori

Mittapäänä toimi Fluken i430 Flex -virtasilmukat (kuva 6 ks. seur. s.), jotka on helppo laittaa mitattavan johtimen ympärille. Virtasilmukkasarjaan kuuluu neljä silmukkaa, joista jokainen asennetaan kunkin vaiheen ympärille, L1, L2, L3 ja nollavaihe.



Kuva 6. Fluke i430 Flex -virtasilmukka

7.2 Mittaustekniikka

Mittaukset tehtiin jokaisen röntgenlaitteen sähkökeskuksesta, noin 24 tunnin jaksoissa aamusta aamuun. Näin mittaamalla tuloksena saadaan tietoa laitteen virrankulutuksesta sekä laitteen *stand-by*- että kuvaustilassa. Mittapäinä toimivat neljä virtasilmukkaa asennettiin jokaisen vaiheen sekä nollan ympärille.

Mittauksissa oli otettava huomioon suojakuorien sekä luukkujen ja ovien sulkeminen, koska mittauspisteet sijaitsivat tiloissa, joissa pääsee liikkumaan hoitajia ja muuta henkilökuntaa. Myös mittauslaitteiston sijoittaminen oli tärkeää, etteivät johtimet tai itse mittalaitteistot olleet esteenä kenenkään kulkemiselle tai varsinkaan potilas- tai henkilöturvallisuudelle.

7.3 Mittaustulokset

Analysaattorin tallentamien virtojen avulla lasketaan jokaisen järjestelmän ottama teho. Röntgenlaitteiden sähkösyöttö on suunniteltu niin, että verkkojännite muutetaan kaksi kertaa ennen järjestelmään menoa. Ensin 230 V muutetaan 380 - 480 V tasasähköksi (DC) tasasuuntaajan avulla, jonka jälkeen se muutetaan vaihtosuuntaajalla takaisin vaihtosähköksi (AC). Takaisin muunneltu vaihtosähkö syöttää järjestelmän eri osia *system cabinetin* kautta. Tästä johtuen vaiheiden kuormat ovat hieman erilaisia. Mittaustuloksissa huomattiin, että myös nollajohtimessa kulkee virtaa. Tämä tarkoittaa sitä, että laitteissa kuorma on epäsymmetrinen.

Laitteen kuluttama hetkellinen teho lasketaan yhtälöllä

$$P = U \cdot I , \quad (1)$$

jossa U on jännite ja I virta. Koska mittaukset on tehty pisteestä, missä vaiheiden välinen jännite on sama kuin verkkojännite, voidaan tehoa laskettaessa jännitteen arvona käyttää 230 V. Tehoa laskettaessa virran arvona käytetään hetkellistä virran tehollisarvoa, joka on saatu mittauksista.

Järjestelmän kuluttama energia lasketaan yhtälöllä

$$E = P \cdot t , \quad (2)$$

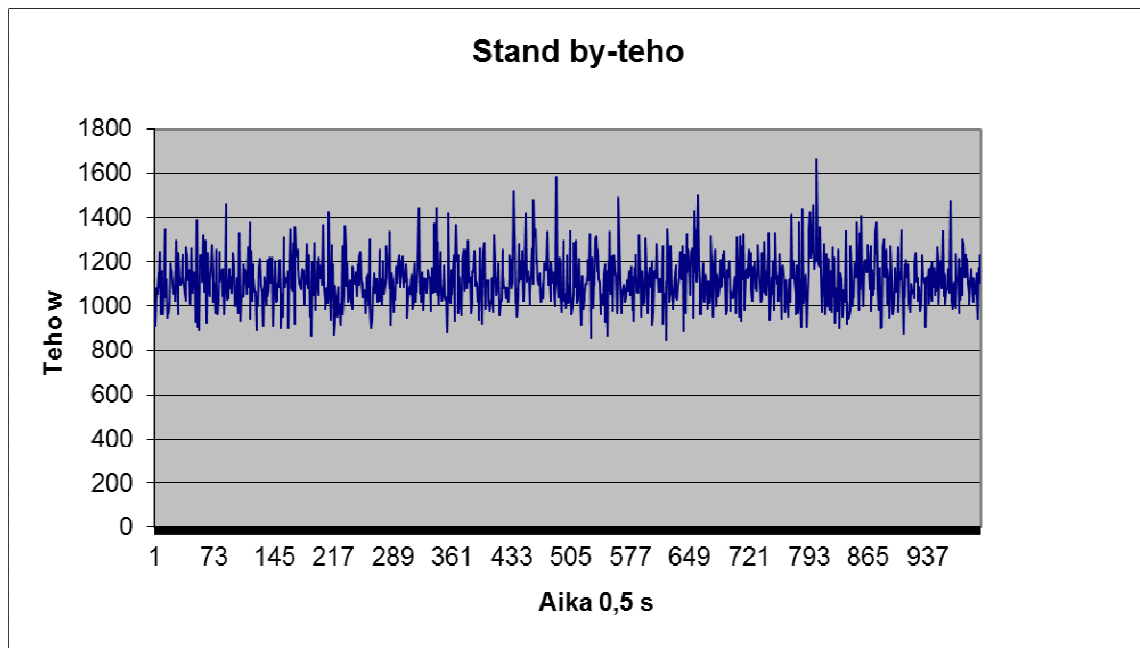
jossa P on järjestelmän laskettu hetkellisesti kuluttama teho, joka on laskettu yhtälöllä 1, ja t on aikaväli, jota tarkastellaan. Mittauksissa energiankulutus ilmoitetaan kilowattitunteina, joten aika t on oltava tunteina.

7.3.1 Natiiviröntgenkuvaus, Philips

Natiiviröntgenkuvauksessa suurin energiankuluttaja on generaattori, jonka teho ilmoitetaan. Näin ollen suuria eroja laitteiden välille ei synny, joten työssä mitattiin vain yksi Philipsin analoginen natiiviröntgenlaite.

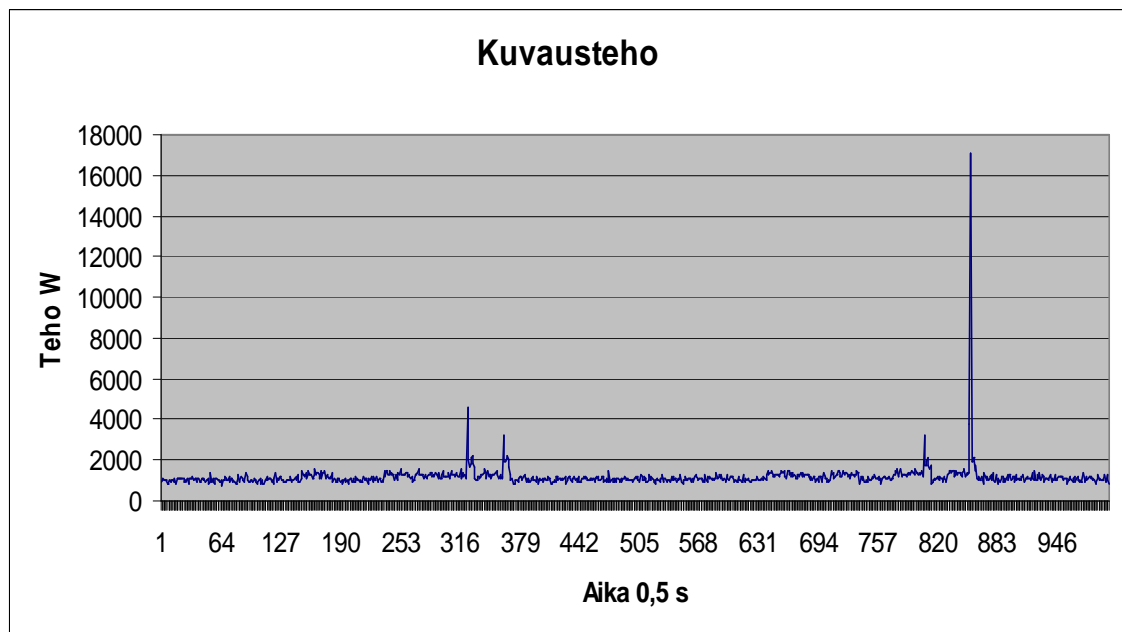
Laitteen hetkellinen tehonkulutus voidaan laskea yhtälöllä 1. Natiiviröntgenlaitteen valmiustilan kuluttama teho laskettuna 855,6 - 1 662,9 W (kuva 7, ks. seur. s.), joka on valmistajan ilmoittamien rajojen sisällä.

Natiiviröntgenlaitteen energiankulutus *stand-by*-tilassa ja kuvaushetkellä voidaan laskea yhtälöllä 2. *Stand-by*-tilassa laitteen tehonkulutuksen keskiarvo on 1,11 kW, joten energiankulutus tunnissa on 1,11 kWh.



Kuva 7. Natiiviröntgenlaitteen valmiustilan kuluttama teho

Natiivikuvauksen aikana laitteen kuluttama teho nousee 17 057 W:iin eli noin 17 kW:iin (kuva 8). Pienemmät tehonkulutuspiikit ovat mahdollisesti enne itse kuvausta potilasta valmisteltaviin toimiin järjestelmän kuluttama teho, esimerkiksi potilapöydän liikuttaminen.

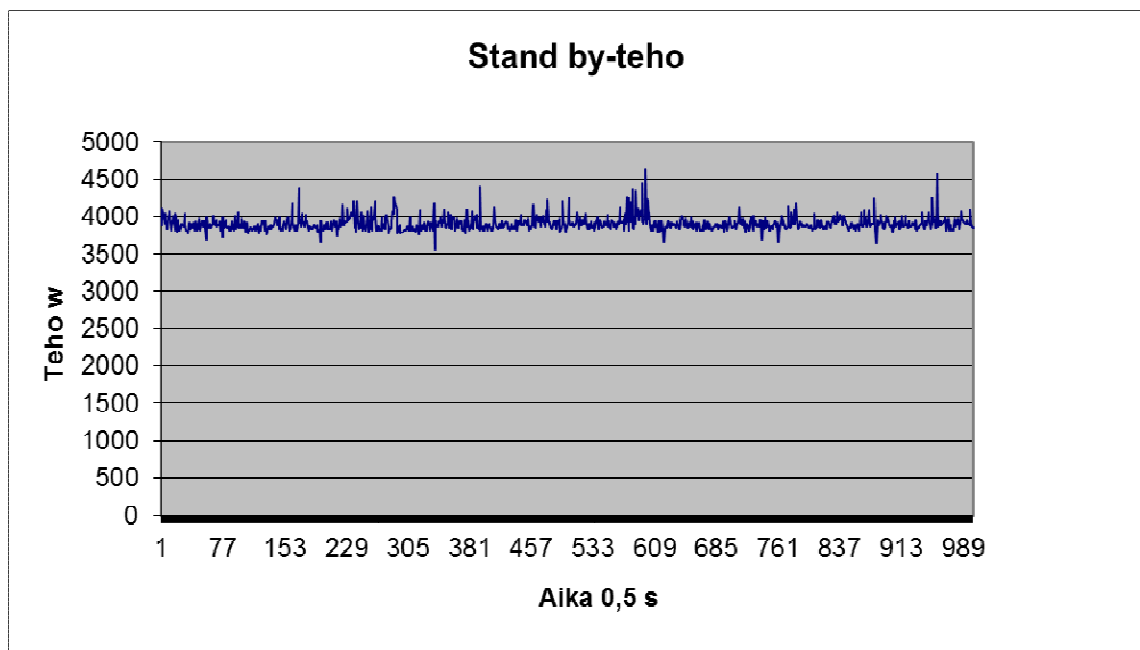


Kuva 8. Natiivikuvaustilanteen tehonkulutus

7.3.2 Angiografia, Siemens, 2007

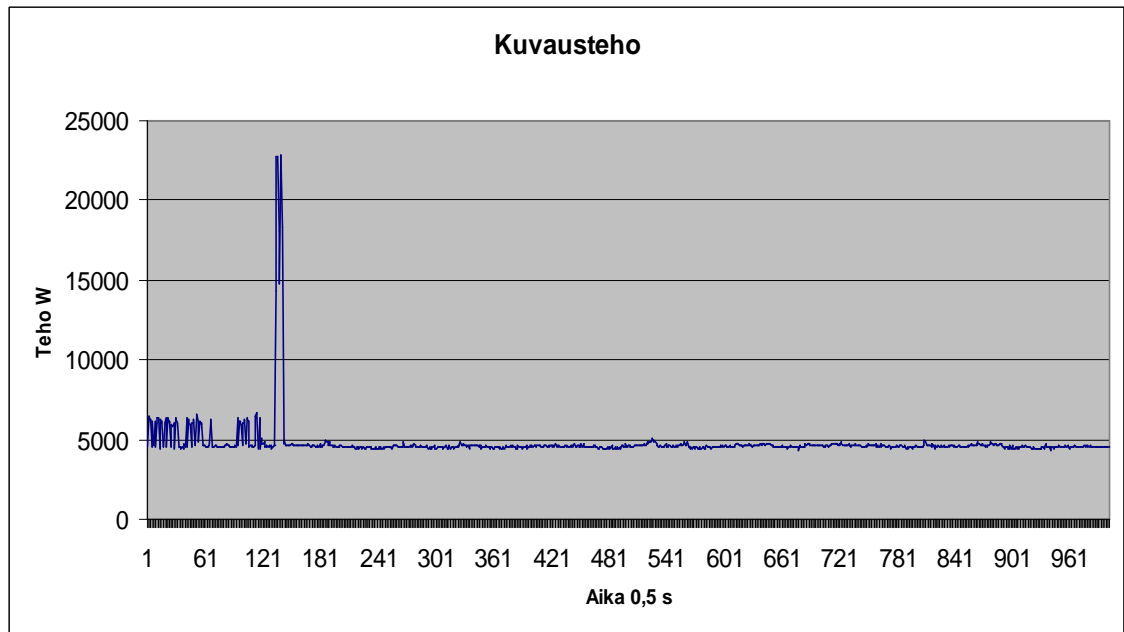
Angiografijärjestelmän tehonkulutus on hieman natiivikuvantamista suurempi. Mittauksissa vanhemman angiografian *stand-by*-tehonkulutukseksi saatiin yhtälöllä 1 laskettuna 3 565 - 4 636,8 W (kuva 9).

Angiografian energiankulutus *stand-by*- ja kuvaustilassa voidaan laskea yhtälöllä 2. Keskimääräinen tehonkulutus on laskettuna 3,90 kW, joten *stand-by*-tilassa laitteen energiankulutukseksi saatiin 3,90 kWh tunnissa.



Kuva 9. Angiografijärjestelmän tehonkulutus valmiustilassa

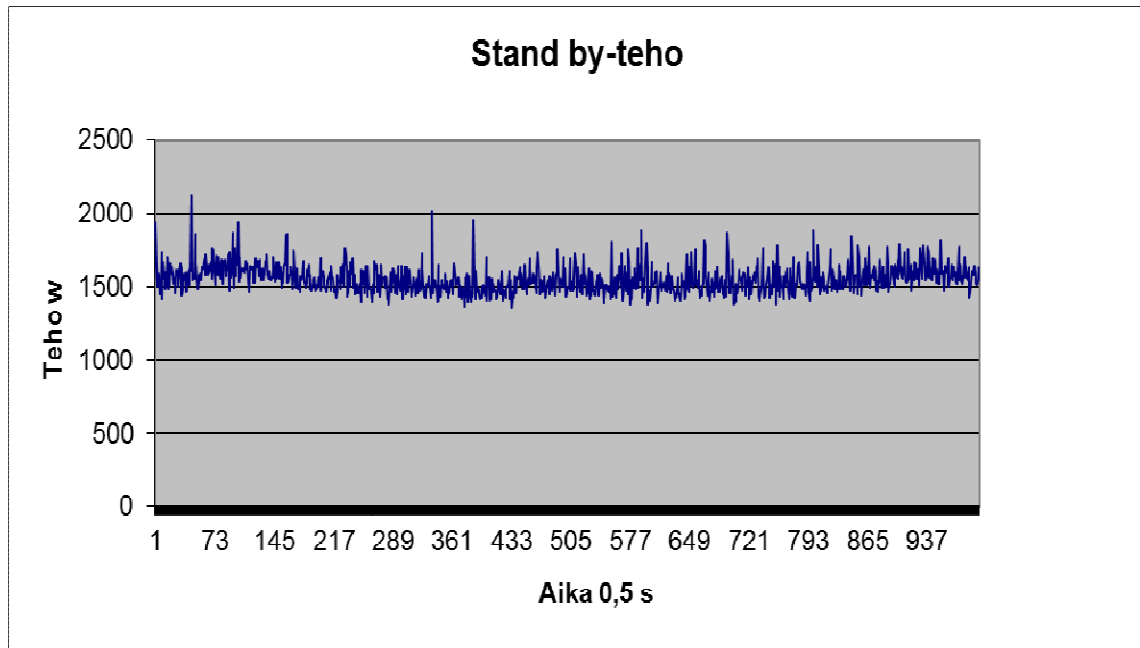
Vuonna 2007 valmistetun angiografian hetkellinen tehonkulutus kuvaustilanteessa nousee 22 818,3 W:iin, eli noin 23 kW:iin (kuva 10, ks. seur. s.). Ennen itse kuvausta olevat tehonkulutuskäyrät liittyvät mahdollisesti tutkimusvalmisteluihin, esimerkiksi pöydän tai C-kaaren liikuttamisiin.



Kuva 10. Angiografian tehonkulutus kuvaustilanteessa

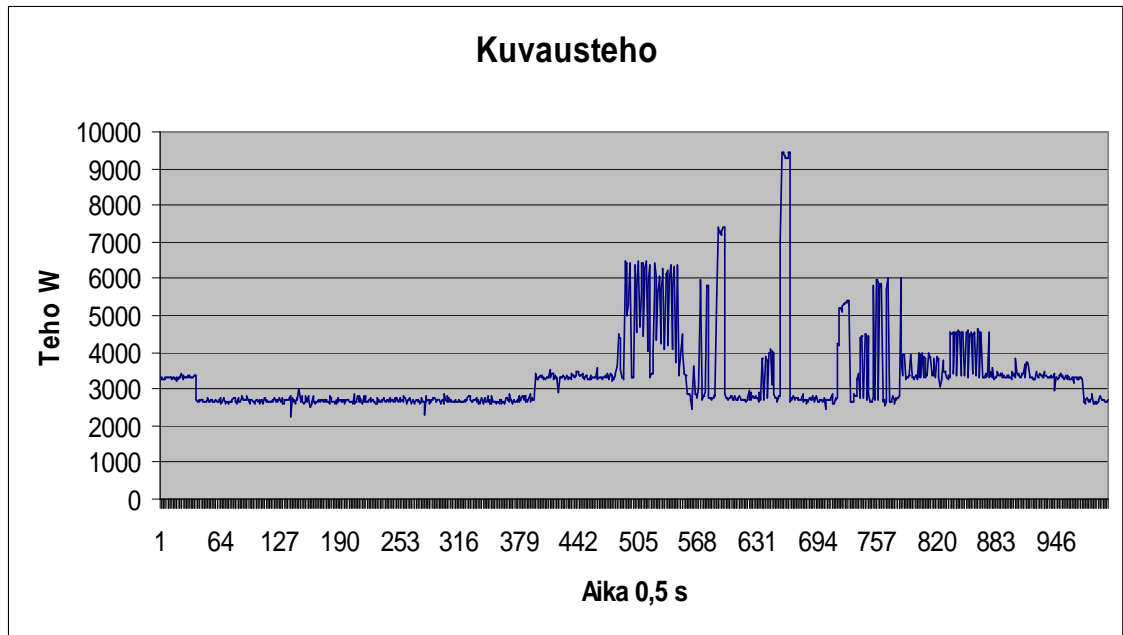
7.3.3 Angiografia, Siemens, 2011

Uudemman, vuonna 2011 valmistetun angiografian tehonkulutus on *stand-by*-tilassa neljä vuotta vanhempaa vastaavaa hieman matalampi. Vuonna 2011 hankitun angiografian tehonkulutukseksi valmiustilassa lasketaan yhtälöllä 1. Valmiustilan hetkelliseksi tehonkulutukseksi saatiin 1 357,9 - 2 121,5 W (kuva 11, ks. seur. s.), joka on alhaisempi, kuin valmistajan ilmoittama. Valmiustilan tehonkulutuksen keskiarvoksi saatiin 1,56 kW. Yhtälöllä 2 laskettuna saadaan energiankulutukseksi tunnissa 1,56 kWh.



Kuva 11. Uudemman angiografian tehonkulutus valmiustilassa.

Kuvaustilanteessa laitteen tehonkulutus kasvaa valmiustilaan verrattuna tutkimuksen esivalmisteluissa, kun kuvaustelinettä eli C-kaarta ja potilaspöytää liikutetaan oikeaan asentoon sekä mahdollisesti muita lisäosia testataan tai siirretään oikeaan paikkaan. Korkeimmat tehopiikit syntyvät, kun röntgenputken jännitteet kytkeytyvät. Kuvaushetkellä tehonkulutus nousee 9 462 W:iin, eli noin 9,5 kW:iin (kuva 12 ks. seur. s.) yhtä-löllä 1 laskettuna. Laitteen tehonkulutuksen kuvaajaa tarkastellessa voidaan arvioida, että kyseisen mittauksen aikana otettu data on syntynyt läpivalaisututkimuksessa, koska se on pulssimuotoista sekä valmistajan ilmoittamia kuvaustehoja alhaisempi. Se on myös kestoaltaan normaalia kuvausta pidempi.

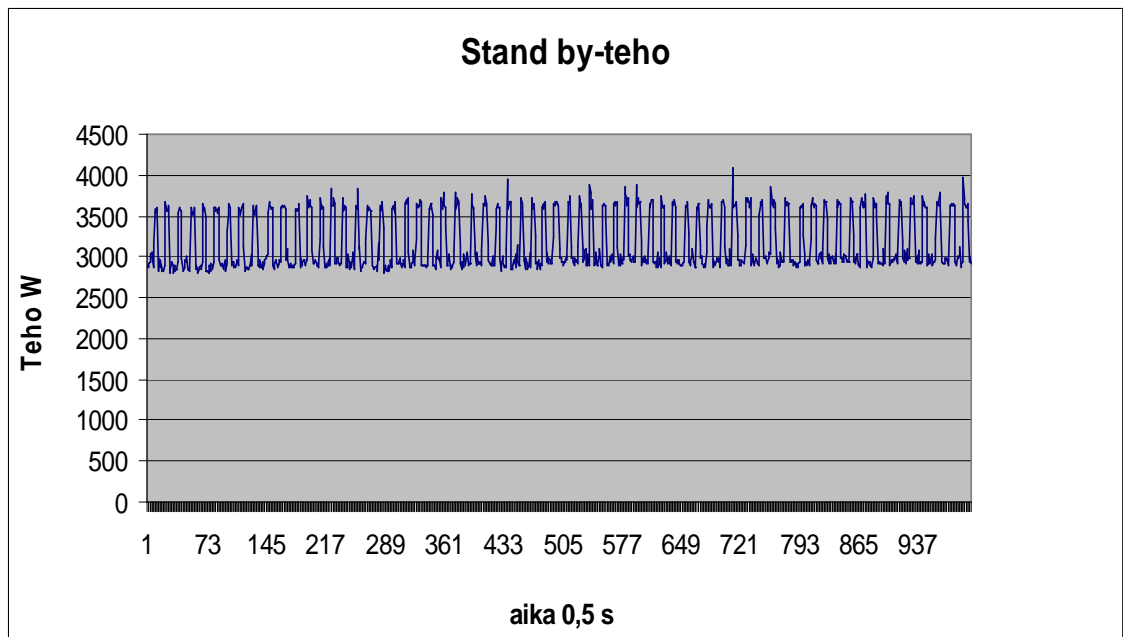


Kuva 12. Uudemman angiografian tehonkulutus kuvaustilanteessa

7.3.4 Tietokonetomografia, General Electric, ei päivitetty

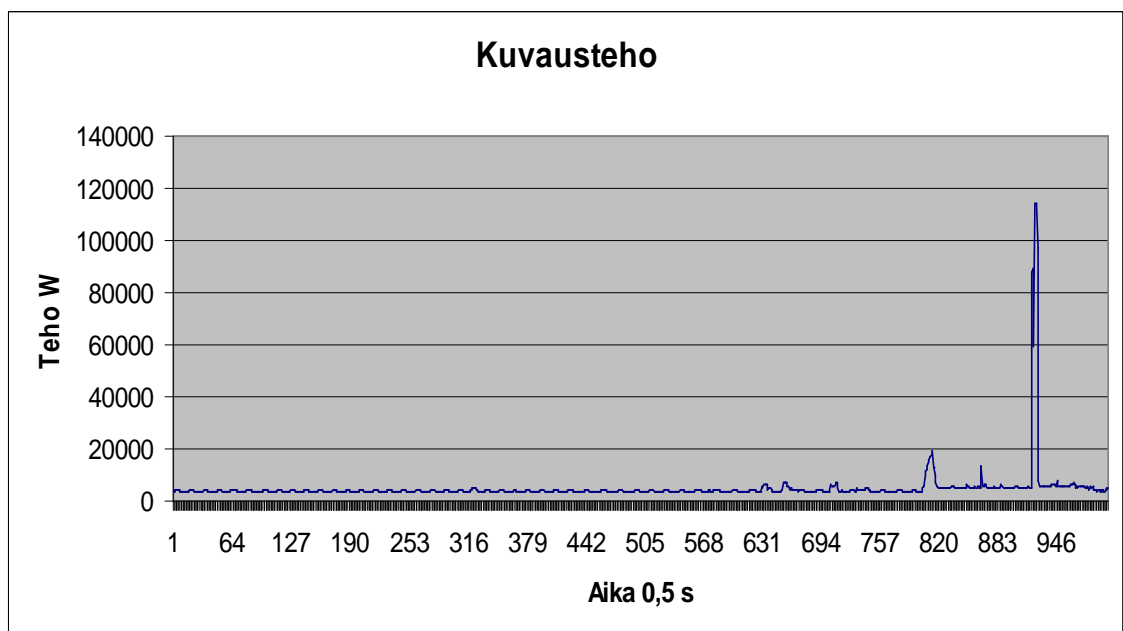
Toisen tietokonegrafian, jota ei ole päivitetty, *stand-by*-tehonkulutus vaihtelee mittauksessa yhtälöllä 1 laskettuna 2 789,9 - 4 094 W (kuva 13, ks. seur. s.). Laitteen tehonkulutuksen keskiarvoksi laskettiin 3,18 kW. Laitteen keskimääräinen energiankulutus tunnissa on yhtälöllä 2 laskettuna 3,18 kWh.

Laitteen valmiustilan kuvaajasta (kuva 13, ks. seur. s.) voidaan arvioida, että järjestelmään on jäänyt jokin osa, tai lisäosa päälle mittausaikana, koska toiseen tietokonetomografiaan verrattuna tehonkulutus vaikuttaa hyvin suurelta. Myös kuvaaja näyttää erilaiselta muihin valmiustilamittauksiin verrattuna. Mitattu ja sitä kautta laskettu tehon- ja energiankulutukset eivät välttämättä vastaa todellisuutta tässä tapauksessa.



Kuva 13. Ei päivitetyn tietokonetomografian tehonkulutus valmiustilassa.

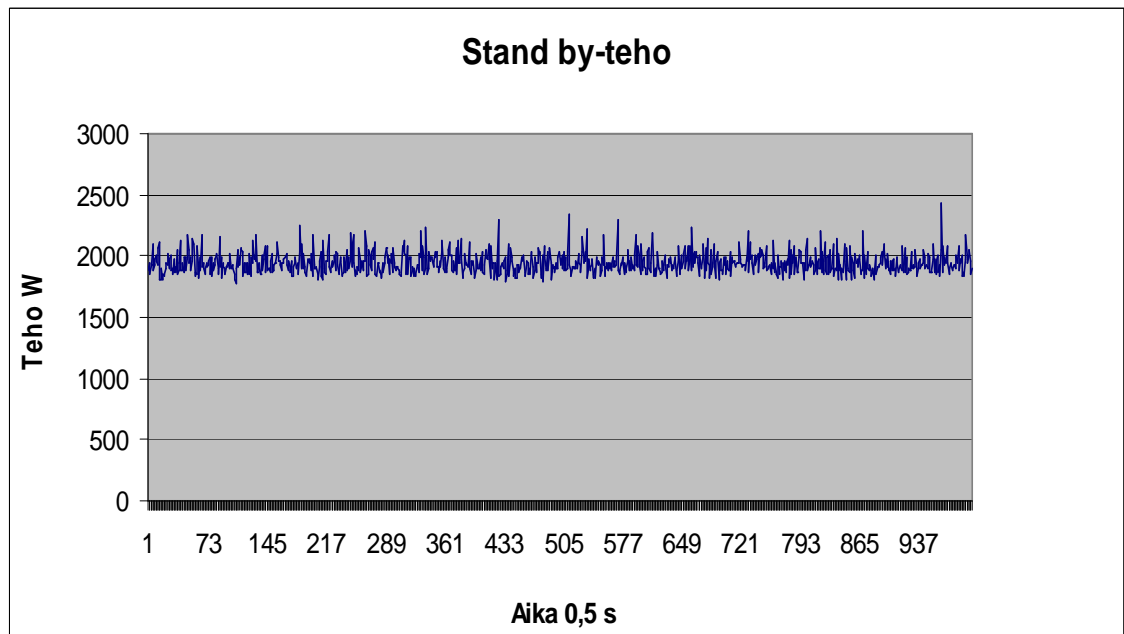
Päivittämättömän tietokonetomografian tehonkulutuspiikki kuvaustilanteessa nousi mittauksessa jopa noin 114,4 kW:iin (kuva 14) yhtälöllä 1 laskettuna. Päivittämättömän tietokonetomografian kuvaustehoarvo on selvästi mittausten suurin. Pienemmät tehonkulutuksen piikit johtunevat tutkimusvalmisteluista.



Kuva 14. Tietokonetomografian tehonkulutus kuvaustilanteessa

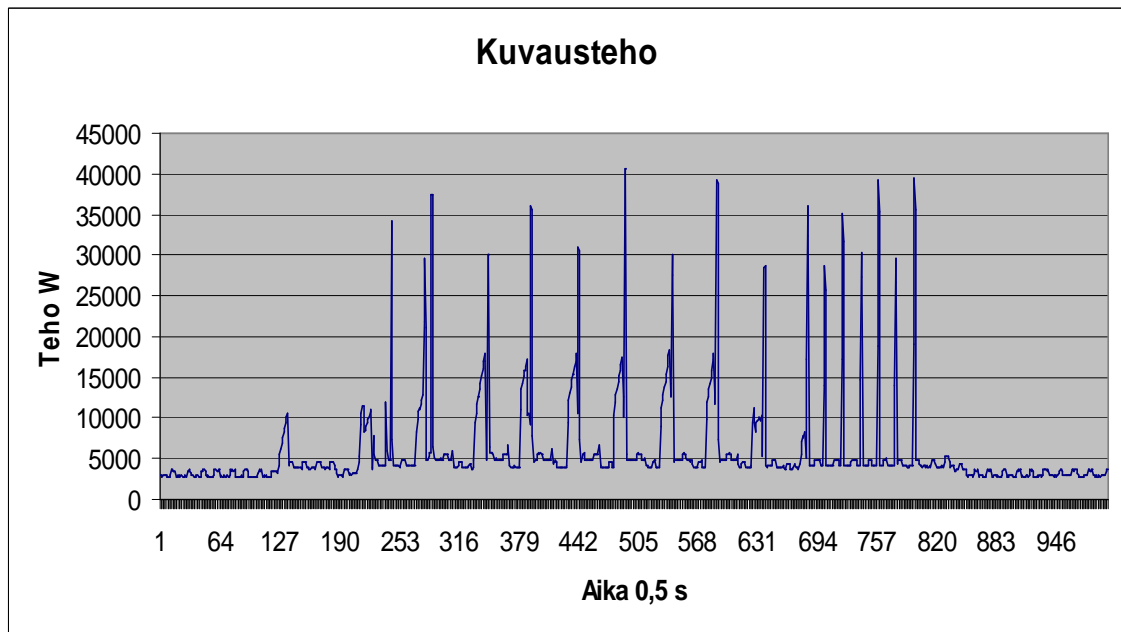
7.3.5 Tietokonetomografia, General Electric, päivitetty

Päivitetyn tietokonetomografian *stand-by*-tehonkulutus näyttäisi olevan päivittämätöntä pienempi. Mittauksissa tehonkulutukseksi saatiin yhtälöllä 1 laskettuna 1 808,5 - 2 428,8 W (kuva 15). Laskettuna keskimääräinen tehonkulutus on 1,94 kW ja näin ollen yhtälöllä 2 laskettuna energiankulutus tunnissa on 1,94 kWh.



Kuva 15. Päivitetyn tietokonetomografian tehonkulutus valmiustilassa.

Päivitetyn tietokonetomografian korkein arvo potilastutkimuksen aikana on yhtälöllä 1 laskettuna 40,57 kW (kuva 16, ks. seur. s.). Mittauksen aikana suoritettussa tutkimuksessa on otettu useampi kuva potilaasta, jolloin tutkimus kestää hieman kauemmin, mutta kuvasta saadaan enemmän informaatiota. Ennen kuvausta esimerkiksi potilas-pöytä on aseteltava oikeaan asentoon ja liikutettava kehän eli *gantryn* sisään, josta syntyy kuvaustilanteen pienemmät tehonkulutukset.



Kuva 16. Päivitetyn tietokonetomografian tehonkulutus kuvaustilanteessa

7.4 Virheentarkastelu

Röntgenlaitteiden kuvausajat ovat hyvin lyhyitä, luokkaa 0,1 - 0,5 sekuntia eli 10 - 500 millisekuntia. Koska analysaattorin tallennus oli nopeimmillaankin vain 0,5 sekunnin välein, se on otettava huomioon mittauksissa. Kaikki data ei välttämättä ole ehtinyt mittauksiin ja ohjelman piirtämiin kuvaajiin mukaan tällaisella tallennusajalla.

Valmistajan antamat virheet ja tarkkuudet on otettava myös huomioon. Analysaattorin virhe virran tehollisarvomittauksissa on $\pm 0,5 \%$ ± 20 lukemaa ja virtapihtien virheeksi ilmoitetaan $\pm 1 \%$.

Mittauslaitteisto on jätetty mittauspaikalle mittausten ajaksi, joten on otettava huomioon myös se, että järjestelmät eivät välttämättä ole olleet täysin valmistajan tarkoittamassa valmiustilassa. On mahdollista, että tutkimusten päätyttyä tai pidemmällä tauolla jokin osa laitteistosta tai jokin laitteiston lisäosa on jäänyt päälle.

7.5 Mittausten johtopäätökset

Mittaustuloksista voidaan päätellä jokaisen röntgensovelluksen ja -laitteen kohdalla, että valmiustilan tehonkulutus on suurin tehoa ja sitä kautta energiaa kuluttava tekijä. Vaikka laitteiden hetkelliset tehot kuvauksen aikana voi kasvaa hyvinkin suureksi, energiankulutus on luokkaa 0,0.. kWh, koska kuvausajat ovat todella lyhyitä.

Jotta tulokset olisivat luotettavia ja niitä voitaisiin käyttää tarkemmin, pitäisi mittauslaitteisto olla hieman parempi. Käytössä ollut analysaattori lisäosineen ei riitä luotettavien tulosten mittaamiseen. Mittauslaitteiston pitäisi olla jatkuvasti dataa eli virran arvoja sekä kuvaajaa tallentava ja piirtävä kokonaisuus.

8 Yhteenveto

Tämän insinööritoiminnan tarkoituksena oli tutkia erilaisten röntgensäteilyä käyttävien diagnostisten kuvaussovellusten energiankulutusta yhteistyössä HUS-Röntgenin kanssa. Tarkoituksena oli myös tutustua sovellusten perustoimintaperiaatteisiin ja käyttökohtiin sekä tarkastella lääkintälaitteiden lakeja, direktiivejä, standardeja ja sertifikaatteja. Lait ja direktiivit sekä standardit ovat jokaisen luettavissa ja löydettävissä, mutta röntgenlaitteiden energiankulutus ei ole aiemmin ollut tutkimuksen kohteena HUS-Röntgenissä. Aihetta on muutenkin tutkittu vähän, koska sitä ei ole varmastikaan pidetty mitenkään merkittävän asiana lääkintälaitteiden parissa. Myöskään valmistajat eivät mielellään luovuta tarkkoja tietoja laitteidensa energiankulutuksesta.

Työ aloitettiin syventämällä tietoja röntgenlaitteiden teknisistä ominaisuuksista, toimintaperiaatteista ja käytöstä. Samaan aikaan tutustuttiin yleisesti lääkintälaitteita koskeviin lakeihin, direktiiveihin ja standardeihin. Teoriaosuuden jälkeen suunniteltiin mittausajankohdat, -pisteet, ja -tekniikka.

Mittauksista voidaan päätellä, että röntgenlaitteiden suurin energiaa kuluttava tekijä on niiden valmiustila. Kuvaushetkien kuluttama teho on hyvin suuri, mutta kuvausajojen ollessa todella lyhyitä, energiankulutus jää matalaksi. Mittauksista voidaan myös päätellä eri röntgensovellusten välillä olevien erojen liittyvän kuvaushetken tehonkulutukseen. Eri sovellusten valmiustiloissa oli myös eroja, mutta ei läheskään niin

huomattavia, kuin tutkimusten aikana, jolloin maksimi-arvot vaihtelivat noin 9 kW:sta aina 114 kW:iin.

Lääkintälaitteiden energiankulutus on alkanut kiinnostamaan alan ammattilaisia sekä päättäjiä vasta lähivuosina muiden ympäristöasioiden myötä. Aihe on tärkeä ja se vaatii paljon lisätutkimusta. Energiankulutusta pitäisi tutkia oikeanlaisella mittauslaitteistolla, jolla saadaan laadukkaampaa ja luotettavampaa tietoa parametreista, joilla saadaan laskettua haluttuja yksiköitä. Mittauksia voitaisiin tehdä myös vertaillen eri valmistajien samoja teknologioita, joka mahdollisesti edesauttaisi energiatehokkuuden kehittämistyötä.

Lähteet

- 1 Inkinen, Pentti – Manninen, Reijo – Tuohi, Jukka. 2003. Momentti 2. Insinöörifysiikka. Keuruu: Otavan kirjapaino Oy.
- 2 Energian kokonaiskulutus laski 5 % vuonna 2011. 2012. Verkkodokumentti. Tilastokeskus. <http://www.stat.fi/til/ehk/2011/04/ehk_2011_04_2012-03-22_tie_001_fi.html>. 22.2.2012. Luettu 10.5.2012.
- 3 SI-opas. 2001. Verkkodokumentti. Suomen standardoimisliitto. <<http://www.sfs.fi/files/70/si-opas.pdf>>. 2.9.2001. Luettu 20.5.2012.
- 4 Sähkö. Verkkodokumentti. Teollisuuden voima Oyj. <<http://www.tvo.fi/www/page/2463/>>. Luettu 15.4.2012.
- 5 Terveystieteiden tutkimuskeskus. Verkkodokumentti. VTT expert services Oy. <http://www.vttexpertservices.fi/service/electrotechnicalproducts/healthcare_technology.jsp>. Luettu 3.2.2012.
- 6 Laki terveydenhuollon laitteista ja tarvikkeista. Verkkodokumentti. Finlex. <<http://www.finlex.fi/fi/laki/alkup/2010/20100629>>. 24.6.2010. Luettu 1.2.2012.
- 7 Youngmann, Carl. 2007. Medical Devices for the EU. Verkkodokumentti. <http://www.lifesciencesbc.ca/files/PDF/Medical_Devices_for_the_EU_070910.pdf>. 9.10.2007. Luettu 11.4.2012.
- 8 Lääkintälaitelaki muutti ohjelmiston valmistajan ja käyttäjän vastuita. Verkkodokumentti. Logica. <<http://www.logica.fi/we-are-logica/media-centre/articles/2011/laakintalaitelaki-muutti-ohjelmiston-valmistajan-ja-kayttajan-vastuita/>>. Luettu 11.2.2012.
- 9 Neuvoston direktiivi, annettu 14 päivänä kesäkuuta 1993, lääkinnällisistä laitteista. Verkkodokumentti. EUR-Lex. <<http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CELEX:31993L0042:FI:HTML>>. Luettu 2.3.2012.

- 10 Ympäristö. Verkkodokumentti. Toshiba corporation. <[http://www.toshibatech.com /downloads/RoHS_Screen.pdf](http://www.toshibatech.com/downloads/RoHS_Screen.pdf)>. Luettu 15.12.2011.
- 11 EU:n ympäristödirektiivit. Verkkodokumentti. Topteam. <http://www.topteam.fi/index.php?option=com_content&view=article&id=81&Itemid=109>. Luettu 20.3.2012.
- 12 RoHS-direktiivi 2002/95/EY ja 2011/65/EU. Verkkodokumentti. Turvallisuus- ja kemikaalivirasto. <<http://www.tukes.fi/fi/Toimialat/Sahko-ja-hissit/ROHS-direktiivi/>>. 9.5. 2012. Luettu 12.5.2012.
- 13 CE-merkintä: tuote vastaa vaatimuksia. 2011. Verkkodokumentti. Euroopan komissio. <http://ec.europa.eu/finland/news/press/101/10779_fi.htm>. 22.12.2012. Luettu 11.5.2012.
- 14 CE-merkki. Verkkodokumentti. Euroopan komissio. <<http://ec.europa.eu/enterprise/faq/pic/CE.jpg>>. Luettu 11.5.2012.
- 15 Himberg, Jaakko-Juhani. 2006. Verkkodokumentti. HUS-Lab. <http://www.mikes.fi/documents/upload/finas-paiva2006_himberg.pdf>. Luettu 15.5.2012.
- 16 Tietoa standardeista. Verkkodokumentti. Standardisoinnin oppimisportaali. <http://www.sfsedu.fi/www/fi/tietoa_standardeista/index.php>. Luettu 11.5.2012.
- 17 Terveysteknologia ja terveydenhuolto. Verkkodokumentti. Standardisoinnin oppimisportaali SFSedu. <http://www.sfsedu.fi/www/fi/terveydenhuolto_ja_terveysteknologia/index.php>. Luettu 11.5.2012.
- 18 Terveysteknologia ja terveydenhuollon laitteet ja tarvikkeet. Verkkodokumentti. Standardisoinnin oppimisportaali SFSedu. <http://www.sfsedu.fi/www/fi/terveydenhuolto_ja_terveysteknologia/terveydenhuollon_laitteet_ja_tarvikkeet.php>. Luettu 15.5.2012.
- 19 Kuikanvirta, Jukka. 2012. Lehtori. Tuotteen laatu- ja turvallisuusstandardit. Power Point esitys. Metropolia Ammattikorkeakoulu.

- 20 Standardoinnin maailmankartta. Verkkodokumentti. Suomen standardoimisliitto SFS Ry. <http://www.sfs.fi/standardien_laadinta/mita_standardisointi_on/standardisoinnin_maailmankartta>. Luettu 11.5.2012.
- 21 Lehtinen, Teemu. 2012. Röntgeninsinööri. HUS Röntgen, Helsinki. Keskustelu 2.4.2012.
- 22 Radiologia. Verkkodokumentti. Suomen radiologiyhdistys. <<http://www.sry.fi/index.php?3>>. 15.6.2004. Luettu 11.5.2012
- 23 Kuikanvirta, Jukka. 2011. Lehtori. Lääketieteellinen kuvantaminen. Power Point esitys. Metropolia Ammattikorkeakoulu.
- 24 Säteilylaki 27.21991/592. Verkkodokumentti. Stuklex. <<http://www.edilex.fi/stuklex/fi/lainsaadanto/19910592>>. Luettu 11.5.2012.
- 25 Radiologia. Verkkodokumentti. Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiiri. <<http://www.hus.fi/default.asp?path=1,32,660,548,642>>. Luettu 25.1.2012.
- 26 Saksala, Pia. Röntgensäteily. Verkkodokumentti. Otavan opisto. <http://opinnot.internetix.fi/fi/muikku2materiaalit/lukio/fy/fy8/1._sahkomagneettinen_sateily/1.3._rontgensateily?C:D=hNip.hDg1&m:selres=hNip.hDg1>. Luettu 15.4.2012.
- 27 Toimituskunta Sora, Tuula – Antikainen Pirjo – Laisalmi Mirjam – Vierula Saara. 2002. Sairaanhoidon teknologia. Porvoo: WS Bookwell Oy.
- 28 Commi; RIS (Röntgenosastojen työnohjausjärjestelmä). Verkkodokumentti. Commit; Oy. <<http://www.commit.fi/tuotteet/commit-ris.html>>. Luettu 20.5.2012.
- 29 Lehtinen, Teemu - Sippola, Kari. 2012. Röntgeninsinööri, HUS-Röntgen, Helsinki. Keskustelu 28.5.2012.
- 30 Alaruikka, Anna-Maija- Jaula, Janne. Digitaalinen substraktioangiografia (DSA). Verkkodokumentti. Oulun yliopisto. <http://www.medicine.oulu.fi/lttek/arkisto/02_DSA_seminaari.pdf>. Luettu 10.4.2012.

- 31 Classic fluoroscopy room. Verkkodokumentti. Philips electronics. <http://www.health-care.philips.com/fi_fi/products/xray/products/fluoroscopy/dr/fluoroscopy_room.wpd>. Luettu 28.5.2012.
- 32 AXIOM Iconos MD. Verkkodokumentti. Siemens AG. <http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/ProductDisplay~q_catalogId~-11~a_catTree~-100010,1007660,12753,14352~a_langId~-11~a_productId~-138039~a_storeId~-10001.htm>. Luettu 28.5.2012.
- 33 Kuikanvirta, Jukka. 2011. Lehtori. TT- ja MRI-kuvaus. Power Point esitys. Metropolia Ammattikorkeakoulu.
- 34 Wiik, Markku. 2006. NMR. Verkkodokumentti. Turun yliopisto. Fysiikan ja tähtitieteen laitos. <<http://www.physics.utu.fi/tutkimus/nmr/>>. 15.5.2006. Luettu 1.2.2012.
- 35 EU:n WEEE-direktiivi. Verkkodokumentti. Toshiba corporation. <http://storage.toshiba.eu/cms/fi/meta/environmental_management/eu_www_directive.html>. 2009. Luettu 1.4.2012.
- 36 Lehtinen, Teemu. 2012. Röntgeninsinööri. HUS Röntgen, Helsinki. Keskustelu 15.5.2012.
- 37 Environmental Protection. Verkkodokumentti. Siemens Ag. <http://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/LandingPage?storeId=10001&langId=-11&catalogId=-11&catTree=100005,1013019&pageId=116580&_nc_showLayer=1#tabId=2>. Luettu 11.4.2012.
- 38 Kuikanvirta, Jukka. 2012. Lehtori. Metropolia Ammattikorkeakoulu, Helsinki. Keskustelu. 31.5.2012.
- 39 Energiatohjallisuus julkisissa hankinnoissa. 2011. Verkkodokumentti. <<http://www.tem.fi/files/30410/Energiatohjallisuus.pdf>>. 27.6.2011. Luettu 12.5.2012.

- 40 Kähkönen, Riina. 2012. Koulutus HUS:n energiatehokkuustoimintasuunnitelman toteuttamisesta. Sito Oy. 19.4.2012. Luettu 20.4.2012.

